

A1

**DEMANDE  
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

7

**N° 81 08327**

(54) Installation de radiodiagnostic se composant d'une unité de prise de vue ayant un tube à rayons X qui émet un faisceau de rayonnement en forme d'éventail.

(51) Classification internationale (Int. Cl.<sup>3</sup>). H 05 G 1/64; A 61 B 6/00; G 01 T 1/161; H 01 J 31/49.

(22) Date de dépôt..... 27 avril 1981.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée : RFA, 23 juin 1980, demande de brevet, n° P 30 23 401.6, au nom de la demanderesse.

(41) Date de la mise à la disposition du public de la demande ..... B.O.P.I. — « Listes » n° 52 du 24-12-1981.

(71) Déposant : Société dite : SIEMENS AG, résidant en RFA.

(72) Invention de : Manfred Pfeiler.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Cabinet Flechner,  
63, av. des Champs-Élysées, 75008 Paris.

L'invention concerne une installation de radiodiagnostique, se composant d'une unité de prise de vue ayant un tube à rayons X, qui émet un faisceau de rayonnement en forme d'éventail, d'un détecteur de rayonnement, qui est  
5 destiné à recevoir le rayonnement sortant de l'objet de prise de vue et qui fournit un signal électrique de sortie correspondant au profil de rayonnement reçu, de moyens destinés à obtenir un mouvement relatif entre le dispositif sur lequel est placé l'objet d'une part et le faisceau de  
10 rayonnement perpendiculaire à la direction longitudinale de ce dispositif d'autre part et d'un convertisseur des valeurs mesurées à appareil de visualisation, qui détermine et reproduit à partir des signaux de sortie du détecteur la silhouette aux rayons X correspondant à la région en déplacement.  
15

On décrit une installation de radiodiagnostique de ce type au brevet des Etats-Unis d'Amérique 3 101 407. Dans cette installation de radiodiagnostique, l'unité de prise de vue, constituée de tubes de rayons X et d'un détecteur de  
20 rayonnement, est déplacée suivant la direction longitudinale du dispositif sur lequel est placé l'objet, de manière à pouvoir former une silhouette au rayon X à partir des signaux de sortie du détecteur de rayonnement. Ce détecteur de rayonnement se compose d'une série de détecteurs individuels. Une radioscopie ne peut s'effectuer que d'une manière imparfaite à l'aide de cette installation de radiodiagnostique connue, car, pour cela, il faudrait un mouvement d'allée et venue très rapide de l'unité de prise de vue, ce qui est très difficile à réaliser en pratique. On pourrait certes imaginer de renoncer au mouvement du détecteur lors du balayage de l'objet de prise de vue, si le détecteur de rayonnement était si long suivant la direction  
30 longitudinale du dispositif sur lequel est placé l'objet qu'il puisse détecter le rayonnement X sortant de l'objet de prise de vue sur toute la région à balayer, sans se déplacer mécaniquement; mais dans ce cas, un déplacement par  
35

voie mécanique d'un diaphragme secondaire pour le rayonnement qui est très important pour supprimer le rayonnement de dispersion, doit être interposé entre l'objet de prise de vue et le récepteur de rayonnement, ce diaphragme délimitant une fente pour le faisceau de rayonnement X en forme d'éventail et se déplaçant avec celui-ci de manière à ce que le faisceau de rayonnement X puisse, en toutes positions, atteindre le détecteur de rayonnement en passant par la fente.

5  
10 L'invention vise une installation de radiodiagnostique du type précité dans laquelle, sans qu'il y ait un diaphragme secondaire à fente destiné à supprimer le rayonnement de dispersion, on n'obtient, même lorsque le détecteur de rayonnement est plat, aucun effet négatif  
15 du rayonnement de dispersion sur la qualité de l'image.

Suivant l'invention, le détecteur de rayonnement est du type à mémorisation de charges et il y a un dispositif d'effacement qui efface l'information dans la région de mémoire qui se trouve devant l'image en traits, suivant la direction de déplacement de l'image en traits obtenue par le faisceau de rayonnement X. Dans l'installation de radiodiagnostique suivant l'invention, la charge formée par le rayonnement de dispersion, par exemple sur la cible d'une caméra de télévision, est effacée avant  
20 le balayage de la charge servant à l'obtention de l'image, de sorte que toute influence négative du rayonnement de dispersion sur la qualité de l'image est éliminée autant qu'il est possible. En outre, si l'on utilise un amplificateur de brillance, les effets de dispersion de la lumière (bruit de fond) sont aussi supprimés.  
25  
30

L'effacement des informations obtenues sur la cible par le rayonnement de dispersion peut être effectué par le fait que la caméra de télévision présente, outre le canon à électrons pour le faisceau de balayage formant l'image, un canon à électrons pour un second faisceau de balayage qui précède sur la cible le faisceau de ba-  
35

layage formant l'image et efface le potentiel de charges de la cible. Mais il est aussi possible, en renonçant à un second canon à électrons, de prévoir des moyens destinés à dévier le faisceau de balayage formant l'image de la caméra de télévision qui le conduisent, pendant les intervalles de temps pendant lesquels il n'est pas formé de signal d'image, sur la région de la cible à effacer. Il est ainsi possible d'effectuer une radioscopie quand le mouvement du faisceau de rayonnement X s'effectue périodiquement à une certaine vitesse, qui correspond au balayage ligne par ligne de la cible de la caméra de télévision.

Aux dessins annexés, donnés uniquement à titre d'exemples :

La figure 1 représente les parties essentielles aux fins de l'invention d'une installation de radiodiagnostique suivant l'invention.

Les figures 2 à 4 représentent un détail de l'installation de radiodiagnostique suivant la figure 1.

Les figures 5 à 7 représentent des variantes du détail des figures 2 à 4 et

La figure 8 représente le circuit de l'installation de radiodiagnostique suivant la figure 1.

A la figure 1 est représenté un tube 1 à rayons X qui envoie un faisceau 3 de rayonnement X en forme d'éventail dans un patient 2, transversalement à un dispositif 4 sur lequel est placé le patient 2 et cela transversalement à la direction longitudinale de ce dispositif 4. Le rayonnement X sortant du patient 2 donne une image en traits sur l'écran fluorescent d'entrée de l'amplificateur 5 de brillance de rayons X, image qui est reçue par une caméra 6 de télévision. La caméra 6 de télévision fournit en conséquence à un convertisseur 7 de valeurs mesurées des signaux électriques correspondant à l'image en traits sur l'écran fluorescent d'entrée de l'amplificateur 5 de brillance de rayons X, ce convertisseur 7 dé-

finissant à partir de ces signaux une silhouette aux rayons X et en provoquant la reproduction sur un appareil de visualisation.

5 Pour obtenir la silhouette aux rayons X, le faisceau 3 de rayonnement X est déplacé suivant la direction longitudinale du dispositif 4 sur lequel est placé le patient d'une valeur prescrite et balaye ainsi une région prescrite du patient 2. L'image en traits sur l'écran fluorescent d'entrée de l'amplificateur 5 de brillance  
10 de rayons X se déplace ainsi d'une manière correspondante. Le rayonnement de dispersion représenté à la figure 1, alors qu'il sort du patient 2 et qu'il vient frapper l'écran fluorescent d'entrée de l'amplificateur 5 de brillance en dehors de l'image en traits, est rendu ainsi inoffensif, puisqu'il y a un dispositif d'effacement qui efface  
15 l'information formée par le rayonnement de dispersion sur la cible de la caméra 7 de télévision, là où il n'y a pas d'image en traits. L'effacement s'effectue directement en avant de l'image en traits, tel que considéré suivant  
20 la direction de déplacement de l'image en traits sur la cible. Pour cet effacement, la caméra 6 de télévision peut présenter, en plus du canon à électrons pour le faisceau de balayage formant l'image, un canon à électrons pour un second faisceau de balayage qui précède sur la  
25 cible le faisceau de balayage formant l'image et efface le potentiel de charges de la cible. Mais il est aussi possible de se servir du faisceau de balayage formant l'image lui-même pour cet effacement, de préférence en l'envoyant pendant les intervalles de temps pendant les-  
30 quels il n'est pas formé de signal d'image (par exemple pendant le retour de ligne) sur la région de la cible à effacer.

35 En raison du fait que les effets négatifs du rayonnement de dispersion sont éliminés électroniquement dans l'installation de radiodiagnostic représentée à la figure 1, et qu'on n'utilise donc que le rayonnement

primaire pour la formation de l'image, on obtient une image au rayon X très riche en renseignements. Il est ainsi possible d'effectuer une radioscopie quand le déplacement du faisceau 3 de rayonnement X s'effectue périodiquement à une vitesse qui correspond au balayage par ligne de la région de la cible de la caméra de télévision.

Aux figures 2 à 4, on a représenté en 9 l'anode d'un tube à rayons X à anode tournante, destiné à l'obtention d'un faisceau 3 de rayonnement X. L'anode 9 tourne autour d'un axe 10 et présente un collet 11 entourant celle-ci servant de diaphragme primaire pour le rayonnement, en vue de la formation du faisceau 3 de rayonnement X en forme d'éventail et présente une région 12 de plus grande transparence au rayonnement en forme d'hélice, tandis que le diaphragme 11 est sinon en une matière opaque au rayonnement. Aux figures 2 à 4, la région 12 est représentée sous la forme d'une fenêtre; mais en pratique, pour relier les deux parties du diaphragme 11, elle est en un matériau transparent au rayonnement. Lorsque l'anode 9 tourne, le faisceau 3 de rayonnement X se déplace dans la direction de la flèche représentée à la figure 2. A la figure 2 on a représenté la position d'extrémité gauche, tandis qu'à la figure 4 on a représenté la position d'extrémité droite. Dans les deux figures, on a représenté les cathodes 13 ainsi que la tôle 15 cathodique servant à l'obtention du faisceau 14 de rayonnement X. La figure 3 représente en développé le diaphragme 11 entourant l'anode 9.

A la figure 5 est représentée une anode 40 d'un tube à rayons X qui tourne autour d'un axe 41 et qui est une anode de radiologie, dans laquelle le rayonnement X provenant d'un foyer 16 traverse le corps 17 de l'anode transparent au rayonnement et sort vers l'extérieur de la région 18 opaque au rayonnement d'un diaphragme 19, qui entoure l'anode 40 et qui est en un matériau opaque au rayonnement. Le diaphragme 19 est agencé comme le

diaphragme 11 des figures 2 à 4.

Les figures 6 et 7 représentent deux vues différentes d'une anode 20 tournante d'un tube à rayonnement X qui est entourée par un diaphragme 21, lequel entoure  
5 l'anode à la manière d'un collet, comme les diaphragmes 11 et 19 aux figures 2 à 5. Il présente cependant plusieurs fentes 23 en forme de traits parallèles à l'axe 22 de l'anode, tandis que pour le reste il est constitué en un matériau opaque au rayonnement X. Dans ce mode de  
10 réalisation, l'axe 22 est perpendiculaire à la direction longitudinale du dispositif 4 sur lequel est placé le patient. Le rayonnement X provenant de l'anode 20 (foyer 20a à la figure 7) se trouve ainsi dans une région à l'intérieur de laquelle il n'y a que l'une des fentes  
15 23. Si l'une des fentes 23 quitte cette région, la fente suivante y pénètre lorsque l'anode 20 tourne en même temps que le diaphragme 21. De cette manière, on obtient un balayage continu d'une région déterminée du patient 2 à l'aide d'un faisceau 3 de rayonnement X en forme d'é-  
20 ventail.

Les diaphragmes représentés aux figures 2 à 7 tournent avec l'anode du tube à rayons X en raison de leur  
liaison rigide avec celui-ci, et il est ainsi possible, à l'aide d'un dispositif de synchronisation de la rotation  
25 de l'anode tournante et du balayage de la cible de la caméra 6 de télévision, d'obtenir un déplacement de l'image en traits sur l'écran fluorescent d'entrée de l'amplificateur 5 de brillance de rayons X qui s'effectue en synchronisme avec ce balayage, de sorte que l'on peut effectuer une radioscopie.  
30

L'invention est décrite en liaison avec une caméra de télévision ayant une cible à mémorisation de charges. Mais on peut utiliser aussi d'autres détecteurs de rayonnement du type à mémorisation de charges, comme  
35 des plaquettes à semiconducteurs. On peut aussi renoncer à l'amplificateur de brillance si l'on utilise une caméra

de télévision sensible aux rayons X.

5 Dans l'installation de radiodiagnostic représentée à la figure 8, on a représenté le foyer 20a du tube 1 à rayons X, dont provient un faisceau de rayonnement X diaphragmé en forme d'éventail par les fentes 23  
10 axiales d'un diaphragme 21 cylindrique, creux, tournant autour de l'axe 22. Lors de la rotation du diaphragme 21 suivant la direction de la flèche 27, le faisceau 3 de rayonnement X en forme d'éventail se déplace suivant la direction de la flèche 28 et balaye ainsi l'écran  
fluorescent d'entrée de l'amplificateur 5 de brillance de rayons X. Le tube 1 de rayons X est disposé ainsi que le diaphragme 21 dans un boîtier 29.

15 Entre l'amplificateur 5 de brillance de rayons X et la caméra 6 de télévision est interposée une optique 30. La caméra 6 de télévision a une cible destinée à la mémorisation de la charge en correspondance avec l'image prise qui est balayée par un faisceau d'électrons. Le  
20 faisceau d'électrons balaye de son côté l'image proprement dite, qui est obtenue par le faisceau 3 de rayonnement X, tandis que, pendant les intervalles de temps dans lesquels il ne s'effectue pas un balayage de l'image, il efface la charge sur la cible, parce qu'alors le signal vidéo obtenu par l'intermédiaire d'un amplificateur  
25 34 vidéo ne parvient pas à la sortie 35, mais est dérivé par un interrupteur 36 électronique. L'interrupteur 36 ainsi que la rotation du diaphragme 21 et la déviation du faisceau d'électrons de la caméra 6 de télévision sont synchronisés par des moyens 37 de synchronisation.  
30 Le signal de sortie de la caméra 6 de télévision formé par le faisceau d'électrons, qui est soit un signal vidéo, soit un signal qui dépend du rayonnement de dispersion et qui doit donc être dérivé par l'interrupteur 36, est prélevé par une résistance 33 de travail. Le faisceau  
35 d'électrons de la caméra 6 de télévision qui balaie la cible est donc envoyé dans l'exemple de la figure 8 pen-

5 dant les intervalles de temps pendant lesquels il n'est pas formé de signal d'image, par exemple pendant le retour de ligne, à l'aide des moyens 37 de synchronisation, sur la région de la cible à effacer et le signal de sortie formé à cet effet sur la résistance 33 de travail est dérivé par l'interrupteur 36 électronique, de sorte qu'il ne contribue pas à la formation de l'image.

REVENDEICATIONS

- 1) Installation de radiodiagnostic, se composant d'une unité de prise de vue ayant un tube (1) à rayons X, qui émet un faisceau (3) de rayonnement en forme d'é-  
5 ventail, d'un détecteur (5, 6) de rayonnement, qui est destiné à recevoir le rayonnement sortant de l'objet (2) de prise de vue et qui fournit un signal électrique de sortie correspondant au profil de rayonnement reçu, de  
10 moyens destinés à obtenir un mouvement relatif entre le dispositif (4) sur lequel est placé l'objet (2) d'une part et le faisceau (3) de rayonnement perpendiculaire à la direction longitudinale de ce dispositif (4) d'autre part et d'un convertisseur des valeurs mesurées à  
15 appareil (7, 8) de visualisation, qui détermine et reproduit à partir des signaux de sortie du détecteur la silhouette aux rayons X correspondant à la région en déplacement, caractérisée en ce que le détecteur (5, 6) de rayonnement est du type à mémorisation de charge et il y a un dispositif d'effacement qui efface l'information dans  
20 la région de mémoire qui se trouve devant l'image en traits, suivant la direction de déplacement de l'image en traits obtenue par le faisceau (3) de rayonnement X.
- 2) Installation suivant la revendication 1, caractérisée en ce que le détecteur de rayonnement est un amplificateur (5) de brillance de rayons X avec une caméra (6)  
25 de télévision en aval.
- 3) Installation suivant la revendication 2, caractérisée en ce que la caméra (6) de télévision comprend, en plus du canon à électrons pour le faisceau de balayage  
30 formant l'image, un canon à électrons pour un second faisceau de balayage, qui précède sur la cible le faisceau de balayage formant l'image et efface le potentiel de charge de la cible.
- 4) Installation suivant la revendication 2, caractérisée en ce qu'il y a des moyens destinés à dévier le  
35 faisceau de balayage, formant l'image, de la caméra (6)

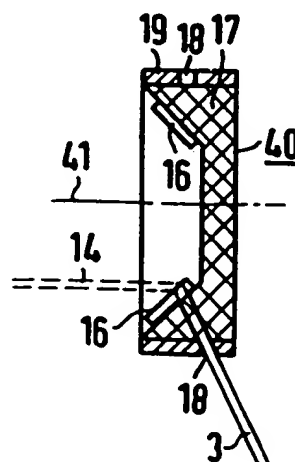
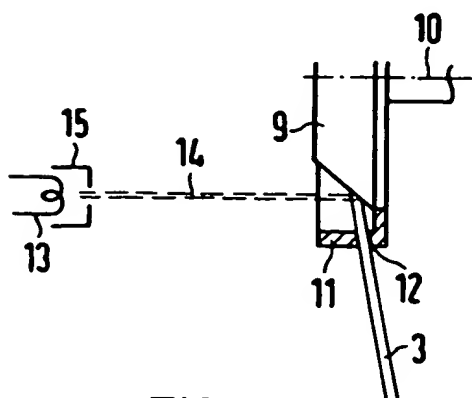
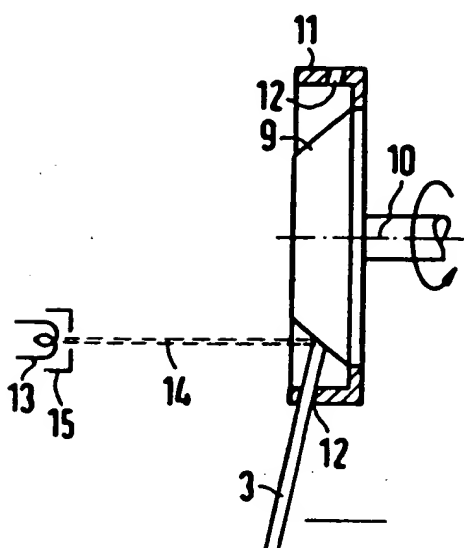
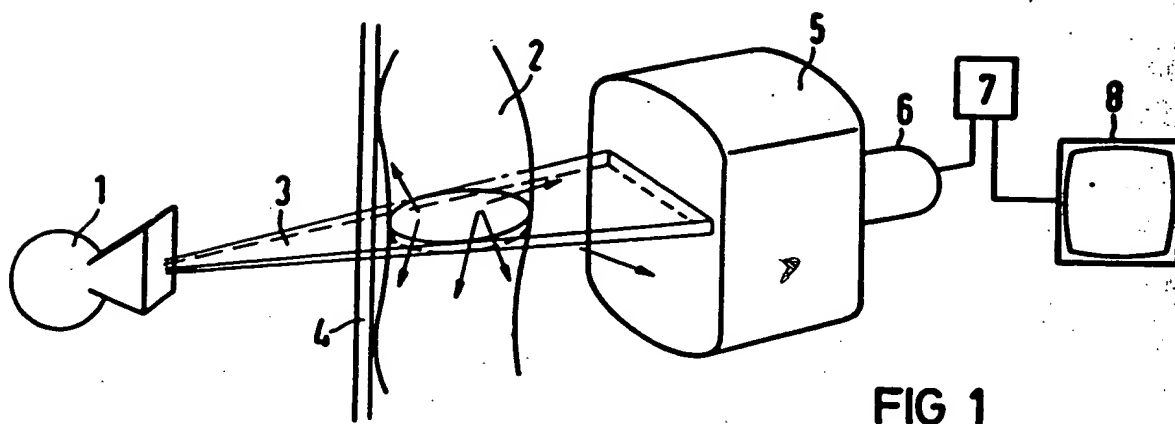
de télévision, qui l'envoient, pendant les intervalles de temps pendant lesquels il n'est pas formé de signal d'image, sur la région de la cible à effacer.

5            5)            Installation suivant l'une des revendications 1 à 4, caractérisée en ce que le déplacement du faisceau (3) de rayonnement X s'effectue par période à une vitesse, qui correspond au balayage par ligne de la région de mémoire du détecteur (5, 6) de rayonnement.

10           6)            Installation suivant la revendication 5, caractérisée en ce qu'il y a un tube à rayons X à anode tournante ayant un diaphragme (11,19,21) qui est destiné au faisceau (3) de rayonnement X et qui tourne avec l'anode (9, 20, 40) tournante et un dispositif (37) de synchronisation de la rotation de l'anode (9, 20, 40) tournante avec le  
15           balayage de la région de mémoire.

            7)            Installation suivant la revendication 6, caractérisée en ce que le diaphragme (11, 19) est constitué d'un collet, en une matière opaque au rayonnement, entourant l'anode (9, 40) tournante et ayant une région (12, 18), de  
20           plus grande transparence au rayonnement, en forme d'hélice.

            8)            Installation suivant la revendication 6, caractérisée en ce que le diaphragme (21) est constitué d'un collet, en une matière opaque au rayonnement, entourant l'anode (20) tournante et ayant un grand nombre de régions  
25           (23), de grande transparence au rayonnement, en forme de traits, s'étendant parallèlement à l'axe (22) de l'anode.



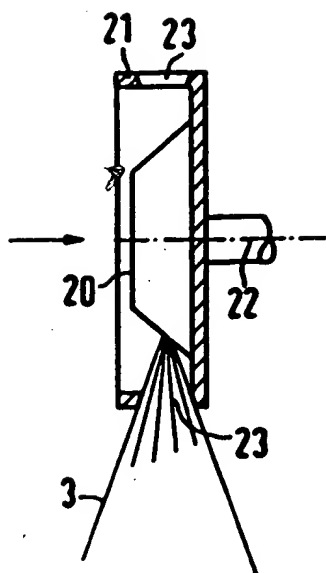


FIG 6

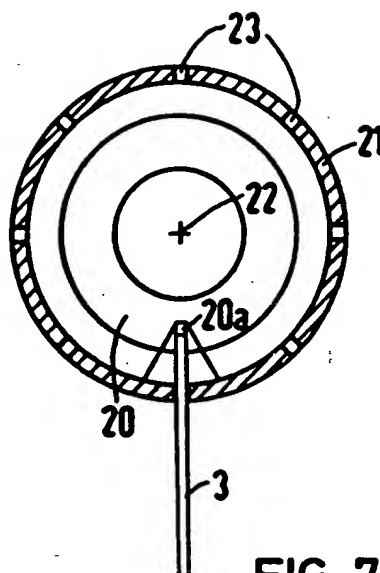


FIG 7

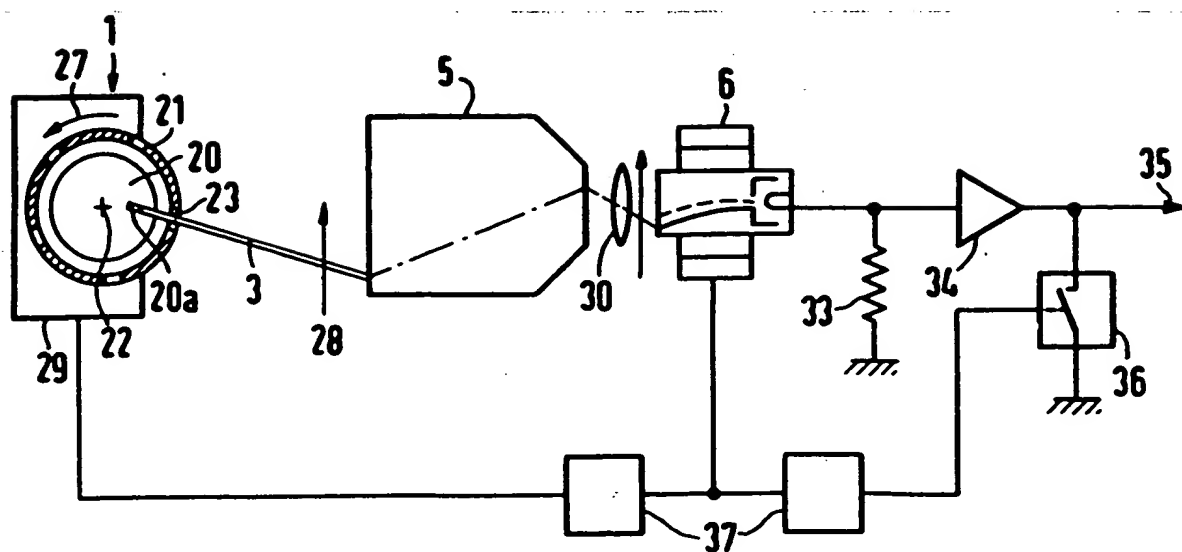


FIG 8

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**